

Федеральная служба по интеллектуальной
собственности
Федеральное государственное бюджетное
учреждение



"Федеральный институт
промышленной собственности"
(ФИПС)

Бережковская наб., 30, корп. 1, Москва, Г-59, ГСП-3, 125993
Телефон (499) 240-60-15. Факс (495) 531-63-18

Московский государственный
университет имени М.В.
Ломоносова, Фонд "Национальное
интеллектуальное развитие"
Ленинские горы, 1
Москва
пат. № 2662902 (заявка № 2017116435/14)

На № от

Наш №

10.08.2018
524-2018

Направляю Вам патент No 2662902 на изобретение.

Запись о регистрации патента внесена в Государственный реестр изобретений
Российской Федерации 31.07.18.

Заместитель начальника
отдела 17

Е.В. Гребенникова
тел. 8 (499) 240-64-27
тел. 8 (499) 240-66-44

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2662902

СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ ФОКУСИРОВАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Патентообладатель: *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова" (МГУ) (RU)*

Авторы: *см. на обороте*

Заявка № 2017116435

Приоритет изобретения 11 мая 2017 г.

Дата государственной регистрации в
Государственном реестре изобретений
Российской Федерации 31 июля 2018 г.

Срок действия исключительного права
на изобретение истекает 11 мая 2037 г.



*Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности*

Г.П. Ивлиев

Авторы: ***Росницкий Павел Борисович (RU), Хохлова Вера Александровна (RU), Гаврилов Леонид Рафаилович (RU), Высоканов Борис Александрович (RU), Сапожников Олег Анатольевич (RU)***

д.
сс
ви
те
вн
рас
до
дос
инт
3
меж
4
име



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 18/04 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2017116435, 11.05.2017

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
11.05.2017

Дата регистрации:
31.07.2018

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 11.05.2017

(45) Опубликовано: 31.07.2018 Бюл. № 22

Адрес для переписки:

119991, Москва, ГСП-1, Ленинские горы, 1,
Московский государственный университет
имени М.В. Ломоносова, Фонд "Национальное
интеллектуальное развитие"

(72) Автор(ы):

Росницкий Павел Борисович (RU),
Хохлова Вера Александровна (RU),
Гаврилов Леонид Рафаилович (RU),
Высоканов Борис Александрович (RU),
Сапожников Олег Анатольевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
образования "Московский государственный
университет имени М.В. Ломоносова" (МГУ)
(RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: RU 2589649 C1, 10.07.2016. WO
2016099279 A1, 23.06.2016. US 5855049 A,
05.01.1999.

(54) СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ ФОКУСИРОВАННЫХ
УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

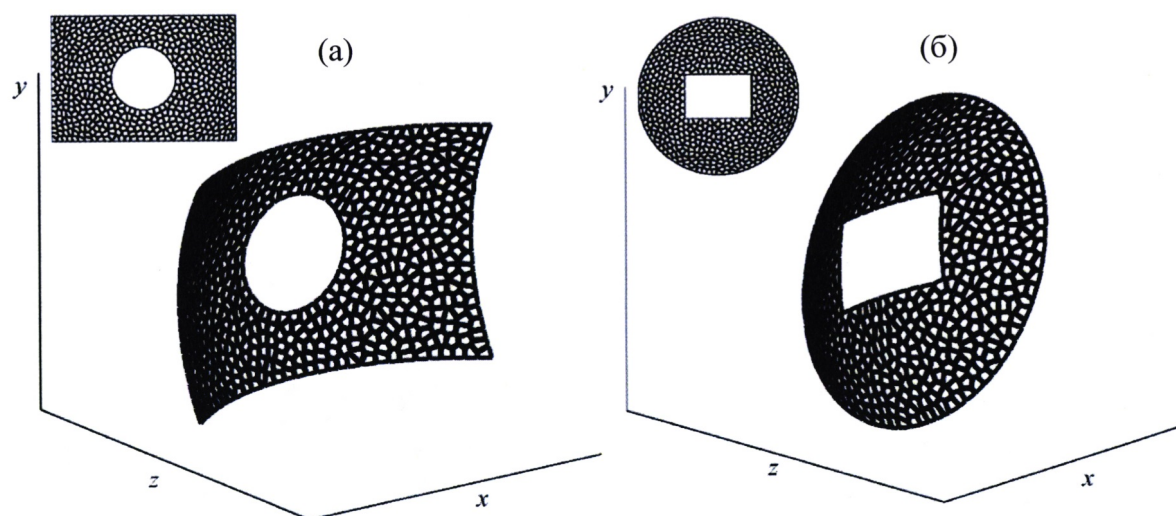
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к средствам для ультразвуковой хирургии. Устройство создания высокоинтенсивных фокусированных ультразвуковых полей для неинвазивного локального разрушения биологической ткани представляет собой фазированную решетку со случайным расположением излучающих элементов в виде многоугольников, площади которых отличаются до 1% при наличии или отсутствии технологических промежутков между элементами, каждая из сторон элементов внутри решетки является смежной с одной из сторон соседних элементов. Способ изготовления устройства включает получение шаблона фазированной решетки со случайным расположением излучающих элементов посредством формирования ее компьютерной модели с последующим изготовлением устройства

по полученному шаблону, при этом для получения шаблона осуществляют выбор формы поверхности и формы границы решетки, а также количества ее излучающих элементов, нанесение на полученную поверхность согласно равномерному закону распределения случайного набора точек, количество которых определяют исходя из количества элементов решетки, при этом на один элемент задают не менее 1000 точек, все точки случайным образом делят на группы по числу элементов решетки, выбирают пару групп, в которых производят попарную замену точек с формированием непересекающихся областей, с последующим перебором оставшихся пар групп, процесс попарного разделения групп продолжают до тех пор, пока все группы не будут разделены между собой с образованием непересекающихся ячеек, для каждой ячейки строят минимальную по площади выпуклую

оболочку, охватывающую все точки ячейки и образующую элемент решетки многоугольной формы, с получением активных элементов одинаковой площади, при этом каждая из сторон элементов внутри решетки является смежной с

одной из сторон соседних элементов. Использование группы изобретений позволяет повысить эффективность разрушения тканей. 2 н. и 9 з.п. ф-лы, 7 ил.



Фиг. 4



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 18/04 (2006.01)(21)(22) Application: **2017116435, 11.05.2017**(24) Effective date for property rights:
11.05.2017Registration date:
31.07.2018

Priority:

(22) Date of filing: **11.05.2017**(45) Date of publication: **31.07.2018** Bull. № 22

Mail address:

**119991, Moskva, GSP-1, Leninskie gory, 1,
Moskovskij gosudarstvennyj universitet imeni M.V.
Lomonosova, Fond "Natsionalnoe intellektualnoe
razvitie"**

(72) Inventor(s):

**Rosnitskij Pavel Borisovich (RU),
Khokhlova Vera Aleksandrovna (RU),
Gavrilov Leonid Rafailovich (RU),
Vysokanov Boris Aleksandrovich (RU),
Sapozhnikov Oleg Anatolevich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Federalnoe gosudarstvennoe byudzhetnoe
obrazovatelnoe uchrezhdenie vysshego
obrazovaniya "Moskovskij gosudarstvennyj
universitet imeni M.V. Lomonosova" (MGU)
(RU)**

(54) METHOD AND DEVICE FOR CREATION OF HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND FIELDS FOR NONINVASIVE LOCAL DESTRUCTION OF BIOLOGICAL TISSUE

(57) Abstract:

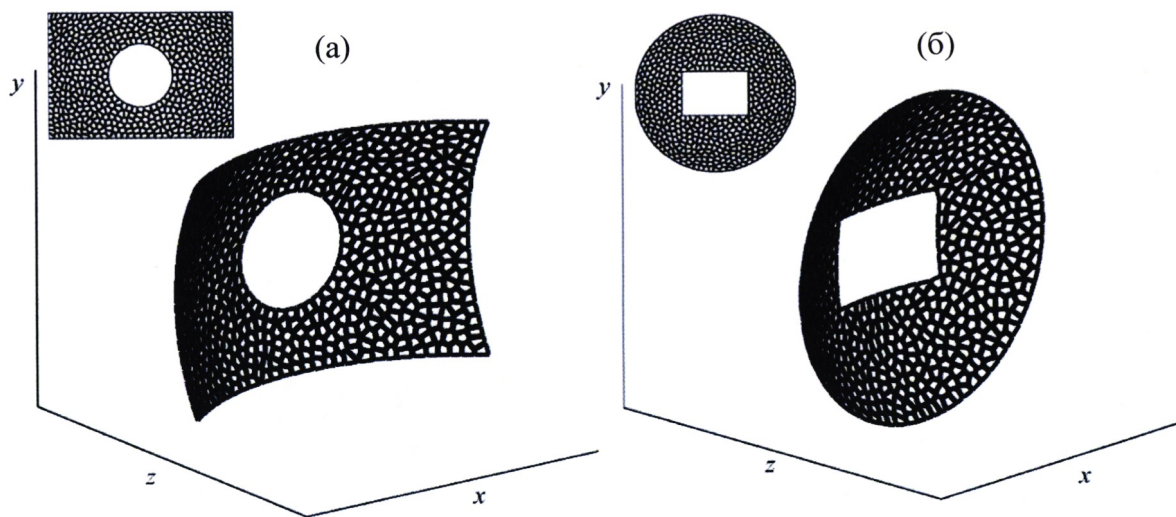
FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical technology, namely to the ultrasound surgery devices. Device for creating high-intensity focused ultrasonic fields for non-invasive local destruction of biological tissue is a phased lattice with a random arrangement of radiating elements in the form of polygons, areas of which differ by up to 1 % with or without technological gaps between the elements, each side of the elements inside the lattice is adjacent to one side of the neighboring elements. Method for manufacturing the device includes obtaining a phased lattice pattern with a random arrangement of radiating elements by forming its computer model, followed by manufacturing the device according to the obtained template, choosing the shape of the surface and the shape of the lattice surface to obtain this template, as well as the number of its radiating elements, application to the resulting surface in accordance with the uniform

distribution law of a random set of points, the number of which is determined on the basis of the number of lattice elements, with at least 1,000 points specified per element, all points are randomly divided into groups with respect to the number of lattice elements, a pair of groups is selected in which a pairwise replacement of points is made with the formation of disjoint regions, followed by a search of the remaining pairs of groups, the process of pairwise division of groups continues until all the groups are separated from each other to form disjoint cells, for each cell a minimal convex hull is built around all the points of the cell and forms an element of the lattice of a polygonal shape, to obtain active elements of the same area, each of the sides of the elements inside the lattice is adjacent to one of the sides of the neighboring elements.

EFFECT: use of a group of inventions makes it possible to increase the efficiency of tissue destruction.

11 cl, 7 dwg



Фиг. 4

Область техники

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники, а более конкретно к ультразвуковой хирургии. Предлагаемые способ и устройство предназначены для неинвазивного локального разрушения биологических тканей с помощью высокоинтенсивного фокусированного ультразвука, когда требуется применение максимально возможной мощности и, следовательно, предельно допустимой интенсивности на поверхности фокусирующего излучателя ультразвука, например, фазированной решетки. Использование высоких уровней мощности необходимо, например, для достижения в фокусе ультразвукового излучателя ударных фронтов за счет эффектов акустической нелинейности, что позволяет осуществлять эффективное механическое и тепловое разрушение тканей. Мощность ультразвукового излучателя требуется еще более увеличивать при необходимости компенсации ослабления интенсивности поля в фокусе, причинами которого могут стать сильное поглощение при облучении глубоко расположенных органов, абберации, вызванные неоднородностями ткани, а также сильно поглощающие и отражающие препятствия, такие как кости черепа или грудной клетки.

Уровень техники

Как известно, мощный фокусированный ультразвук (общепринятое сокращение HIFU - от словосочетания High Intensity Focused Ultrasound) используется в медицине для локального разрушения глубоко расположенных тканей организма, в частности, опухолей печени, молочной железы, костей, почек, поджелудочной железы и матки без повреждения тканей по пути прохождения ультразвукового пучка.

В последние годы были разработана весьма перспективные способы применения HIFU, основанные на использовании режима нелинейных импульсно-периодических облучений, когда в фокусе ультразвукового излучателя генерируются высокоамплитудные ударные фронты [Патент США №US 2010/0069797 (A1), дата публикации 18.03.2010; Патент США №US 8,876,740 (B2), дата публикации 11.04.2014]. Использование подобных режимов позволяет реализовать механическое разрушение ткани в фокальной области до фрагментов субклеточного размера практически без тепловой денатурации и побочных эффектов, связанных с перегревом тканей в ближней зоне излучателя [T.D. Khokhlova, M.S. Canney, V.A. Khokhlova, O.A. Sapozhnikov, L.A. Crum, and M.R. Bailey. Controlled tissue emulsification produced by high intensity focused ultrasound shock waves and millisecond boiling. J. Acoust. Soc. Amer., 2011, vol. 130, no. 5, pp. 3498-3510], тем самым расширяя возможности практических применений HIFU [V.A. Khokhlova, J.B. Fowlkes, W.W. Roberts, G.R. Schade, Z. Xu, T.D. Khokhlova, T.L. Hall, A.D. Maxwell, Y.N. Wang, C.A. Cain. Histotripsy methods in mechanical disintegration of tissue: Towards clinical applications. Int. J. Hyperthermia, 2015 v. 31(2), pp. 145-162], а также позволяет улучшить скорость и локальность теплового воздействия ультразвука на ткани [P.V. Yuldashev, S.M. Shmeleva, S.A. Ilyin, O.A. Sapozhnikov, L.R. Gavrilov, and V.A. Khokhlova. The role of acoustic nonlinearity in tissue heating behind a rib cage using high intensity focused ultrasound phased array. Phys. Med. Biol., 2013, vol. 58, no. 8, pp. 2537-2559].

Для реализации методов разрушения ткани, основанных на использовании нелинейных волн с высокоамплитудными ударными фронтами в фокусе, необходимы фокусирующие системы с очень большой акустической мощностью и, соответственно, с очень высокой интенсивностью на поверхности излучателя. Требования к высокому уровню интенсивности еще больше усиливаются, когда на пути распространения HIFU к фокусу встречаются акустические препятствия, такие как, например, кости черепа или грудной клетки, а также при облучении глубоко расположенных органов, когда

возникает сильное поглощение ультразвука и, кроме того, могут стать существенными абберации, вызванные неоднородностями ткани. Во многих практически важных случаях интенсивность на поверхности ультразвукового источника, необходимая для реализации нелинейных режимов облучения ткани, может превысить предельно

допустимый уровень и привести к потере работоспособности излучателя.

В лабораторных и клинических системах HIFU все более распространенным становится использование в качестве излучателя многоэлементных фазированных решеток. Они представляют собой набор независимо управляемых излучающих элементов, расположенных на участке плоской или искривленной поверхности. Между элементами оставляются технологические промежутки, определяющие плотность заполнения поверхности решетки или процент ее активной излучающей площади от полной площади поверхности решетки. Такие многоэлементные излучатели имеют ряд важных преимуществ, связанных с возможностью электронного управления пространственно-временной структурой ультразвукового поля. Это позволяет перемещать фокус электронным образом, создавать многофокусные конфигурации, компенсировать абберации, возникающие при распространении ультразвука через неоднородные слои ткани, осуществлять динамическую фокусировку на выбранный участок ткани, смещающийся из-за дыхания. Использование решеток также позволяет обеспечить более безопасное облучение при фокусировке через ребра путем выключения элементов, находящихся за ребрами [S. Bobkova, L. Gavrilov, V. Khokhlova, A. Shaw, and J. Hand. Focusing of high intensity ultrasound through the rib cage using a therapeutic random phased array. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2010, vol. 36, no. 6, pp. 888-906]. Таким образом, чрезвычайно важной задачей в настоящее время является разработка фазированных решеток, обеспечивающих максимально возможную мощность ультразвукового пучка.

Акустическая мощность решетки может быть увеличена путем повышения интенсивности ультразвука на ее элементах. Этот способ, однако, ограничивается предельно допустимым уровнем интенсивности, который в современных пьезоэлектрических источниках составляет около $30-40 \text{ Вт/см}^2$ при условии хорошего охлаждения и короткого времени работы [D. Cathignol. High intensity piezoelectric sources for medical applications: technical aspects. In: *Nonlinear Acoustics at the Beginning of the 21 st Century*, ed. by O.V. Rudenko and O.A. Sapozhnikov (Faculty of Physics, MSU, Moscow, 2002), vol. 1, pp. 371-378; V.A. Khokhlova, P.V. Yuldashev, P.B. Rosnitskiy, A.D. Maxwell, W. Kreider, M.R. Bailey, and O.A. Sapozhnikov. Design of HIFU transducers to generate specific nonlinear ultrasound fields. *Physics Procedia*, 2016, vol. 87, pp. 132-138]. Превышение указанного значения может привести к выходу из строя фокусирующего устройства. Другим способом увеличения мощности может являться увеличение размера решетки и увеличение количества ее элементов при сохранении плотности заполнения. Большой размер источника, однако, приводит к необходимости увеличения фокусного расстояния излучателя или его угловой апертуры, что усложняет конструкцию устройства, затрудняет акустическое согласование с объектом и визуализацию области воздействия. Поэтому едва ли не единственным резервом для повышения мощности решетки становится плотное расположение элементов на ее поверхности.

Плотность заполнения поверхности решетки элементами можно увеличить путем их упорядоченного расположения [Гаврилов Л.Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. М: Фазис, 2013]. Основным недостатком такого расположения является появление в акустическом поле решетки при электронном перемещении фокуса побочных дифракционных максимумов (лепестков решетки) с

относительно высоким уровнем интенсивности, что может привести к нежелательному перегреву и даже к разрушению ткани вне заданной области воздействия. Известно, что для того, чтобы исключить появление лепестков решетки, расстояние между центрами ее элементов и, соответственно, размер самих элементов должно быть $< \lambda/2$ [M.I. Skolnik, Introduction to Radar Systems. New York, NY: McGraw - Hill, 1962], где λ - длина волны, то есть, например, менее 0.75 мм при частоте 1 МГц. В случае таких мелких элементов для создания фазированной решетки с достаточно большой апертурой и высокой акустической мощностью, необходимой для применения в указанных выше областях ультразвуковой хирургии, необходимо использовать нереально большое число элементов и электронных каналов, исчисляемое тысячами и десятками тысяч. Кроме того, при этом увеличивается суммарная пассивная площадь промежутков между элементами (технологических зазоров, необходимых для исключения электрического и механического взаимодействия между соседними элементами) и, тем самым, уменьшается активная площадь решетки.

Уровень побочных дифракционных максимумов в поле, создаваемом решеткой с элементами, имеющими размер больше длины волны, зависит от пространственной периодичности ее структуры. Эта периодичность (регулярность) может быть разрушена, если расположить элементы решетки на ее поверхности непериодическим или случайным (рандомизированным) образом. Было показано, что с помощью таких рандомизированных решеток можно заметно уменьшить уровень боковых лепестков и, тем самым, расширить область безопасного электронного перемещения фокуса по сравнению с регулярными решетками, без перегрева структур вне заданной области воздействия [S.A. Goss, L.A. Frizell, J.T. Kouzmanoff, J.M. Barich, and J.M. Yang, Sparse random ultrasound phased array for focal surgery. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Control., 1996, vol. 43, no. 6, pp. 1111-1121; L.R. Gavrilov and J. W. Hand, A theoretical assessment of the relative performance of spherical phased arrays for ultrasound surgery, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Control., 2000, vol. 47, no. 1, pp. 125-139]. Известные способы пространственной рандомизации расположения элементов на поверхности решетки приводят к относительно невысокой, не более 60%, плотности заполнения ее поверхности.

Таким образом, для реализации указанных выше применений HIFU необходимо создание решеток с непериодическим (например, случайным) расположением элементов и с максимально возможным коэффициентом заполнения, чтобы обеспечить максимально возможную акустическую мощность при минимальной интенсивности вторичных максимумов вне участка воздействия, а также обеспечить необходимые параметры динамического фокусирования.

Известна прореженная антенная решетка с непериодическим расположением элементов на плоскости, состоящая из совокупности логарифмических спиральных решеток меньшего размера и обеспечивающая относительно низкий уровень лепестков решетки [Патент США №6,433,754 В1, дата публикации 13.08.2002]. Известна прореженная антенная решетка с непериодическим расположением элементов на спирали, предназначенная для ультразвуковой диагностики [Патент США №US 6,359,367 В1, дата публикации 19.03.2002]. Известны диагностические решетки с относительно небольшим числом элементов (128, 256), основанные на использовании спиралей Ферма различных модификаций, в том числе и многозаходных [O. Martínez-Graullera, C.J. Martín, G. Godoy, L.J. Ullate. 2D array design based on Fermat spiral for ultrasound imaging. Ultrasonics, 2010, vol. 50, pp. 280-289]. Все указанные решетки предназначены для целей визуализации, поэтому состоят из элементов малого волнового размера (меньше длины

волны), расположенных на относительно большом расстоянии друг от друга и имеют невысокую плотность заполнения (не более 10%).

Известна конструкция ультразвуковой фазированной решетки, предназначенная для целей ультразвуковой хирургии и основанная на случайном расположении элементов достаточно большого волнового размера (как максимум, 5 длин волн) на поверхности в виде сферического сегмента. Случайный характер расположения элементов позволяет существенно снизить уровень боковых лепестков в создаваемом решеткой поле [Патент GB 2347043, дата публикации 23.08.2000; US patent 6488630, дата публикации 03.12.2002; Патент Китая CN 1340184, дата публикации 16.08.2002; Патент Гонконга НК 1045015, дата публикации 11.09.2002]. Степень заполнения поверхности подобных решеток (в присутствии технологических зазоров между элементами) не превышает 60%.

Известны решетки с плотной упаковкой элементов, основанные на использовании прямоугольных элементов, плотно примыкающих друг к другу, а также элементов, имеющих форму ромбов и расположенных в виде мозаики Пенроуза [B.I. Raju, C.S. Hall, and R. Seip. Ultrasound therapy transducers with space-filling non-periodic arrays. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., 2011, vol. 58, no. 5, pp. 944-954]. Максимальный коэффициент заполнения, достигаемый с помощью этих решеток, составляет, соответственно, 70 и 71% (при отсутствии в конструкции решетки технологических зазоров между элементами).

Известны фазированные решетки, поверхность которых имеет форму сферического сегмента с круглым отверстием в центре, а элементы в виде дисков с волновым размером более 5 длин волн расположены на архимедовой спирали наружу от центральной оси решетки [K.P. Morrison, G.W. Keilman. Single Archimedean spiral close packed phased array HIFU. 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings. 2014, pp. 400-404].

Коэффициент заполнения таких решеток не превышает 60%.

Известны способ и устройство для неинвазивного локального разрушения биологической ткани [Патент РФ №2589649, дата подачи заявки 19.03.2015, дата публикации 10.07.2016]. По своей технической сущности устройство представляет собой ультразвуковую фазированную решетку с расположением элементов в виде плотной однозаходной или многозаходной спирали с различной формой элементов (круглой, квадратной, в виде трапеций). Такой способ позволяет повысить степень заполнения поверхности решетки, например, круглыми элементами до 70%, при отсутствии технологических зазоров между элементами и до 60% в присутствии таковых, а непериодическое расположение элементов на поверхности обеспечивает подавление дифракционных боковых лепестков.

Недостатком всех описанных выше конструкций решеток с непериодическим расположением элементов является относительно низкая степень заполнения и принципиальная невозможность достижения 100%-ного заполнения элементами поверхности решетки.

Наиболее близким аналогом (прототипом) изобретения является фазированная решетка с расположенными на поверхности решетки излучающими элементами по спирали Ферма, при котором элементы имеют форму ячеек диаграммы (мозаики) Вороного [M. Ries, M. De Greef, C. Bos. High intensity focused ultrasound apparatus. Патент WO 2016099279 A1. Дата публикации 23 июня 2016. Дата приоритета 19 декабря 2014; P. Ramaekers, M. Ries, C.T. W. Moonen, and M. de Greef, Improved intercostal HIFU ablation using a phased array transducer based on Fermat's spiral and Voronoi tessellation: A numerical evaluation, Med. Phys., 2017, vol. 44, no. 3, pp. 1071-1088]. Устройство для фокусировки ультразвука высокой интенсивности и для доставки ультразвуковой энергии к объекту

представляет собой основание, на котором располагается набор преобразователей заданной формы, систему драйверов для управления преобразователями, контроллер для подачи сигналов на систему драйверов и генерации HIFU, при этом расположение преобразователей на основании устройства определяется по заранее заданному закону.

5 Предложенный способ подразумевает построение некоторого множества точек S на участке плоской поверхности и последующего его разбиения на ячейки таким образом, что каждая ячейка является множеством точек, наиболее близких к одному из элементов множества S . В случае применения такого разбиения к множеству S точек, расположенных на спирали Ферма, плоскость оказывается поделенной на аperiodично
10 расположенные ячейки в форме многоугольников. Проецируя данные ячейки на сферическую чашу, получаем многоэлементную спиральную решетку с элементами в форме многоугольников (Фиг. 1) и плотностью заполнения поверхности, при отсутствии технологических зазоров между элементами, около 85%. Как видно из фиг. 1, ограничение плотности заполнения связано с тем, что область на периферии решетки
15 оказывается не занятой элементами. Недостатками данного способа являются принципиальное отсутствие возможности достижения 100%-ного заполнения элементами поверхности решетки и, как следствие, невозможность обеспечения максимально возможной мощности решетки при заданных апертуре и интенсивности на поверхности элементов. Кроме того, мозаика Вороного на плоскости не обеспечивает равенство
20 площадей ячеек, а последующее проецирование элементов на сферическую оболочку решетки изменяет их и приводит к еще большим отличиям в площадях элементов решетки. Неравенство площадей отдельных элементов создает трудности при электрическом согласовании усилителей мощности с разными элементами, а также ухудшает качество поля при электронном сканировании фокуса. Наконец, расположение
25 элементов по спирали Ферма предполагает создание круглой решетки без отверстия в центре, тогда как на практике требуются как круглые, так и прямоугольные решетки с отверстиями различной формы для установки диагностического ультразвукового датчика.

Раскрытие изобретения

30 Современные устройства для генерации фокусированного ультразвука высокой интенсивности, как правило, включают несколько основных блоков: фокусирующий излучатель - фазированную решетку, цифровой блок, управляющий частотой, амплитудами и фазами на элементах решетки, многоканальный усилитель мощности для подачи напряжения на элементы решетки, блок согласования импедансов усилителей
35 мощности и элементов решетки, компьютер и т.д. В данной заявке под понятием «устройство» подразумевается фазированная решетка.

Технический результат настоящего изобретения состоит в том, что, при заданных апертуре решетки, интенсивности на поверхности ее элементов и случайном характере
40 расположения элементов, генерацию ультразвукового поля с максимально возможной мощностью, требуемой для образования ударных фронтов в фокусе и повышения эффективности разрушения тканей, обеспечивают путем разделения поверхности решетки на элементы в виде многоугольников одинаковой площади с достижением плотности заполнения решетки элементами до 100% (при отсутствии технологических зазоров между элементами).

45 Технический результат достигается за счет того, что устройство для неинвазивного локального разрушения биологической ткани представляет собой фазированную решетку со случайным расположением излучающих элементов в виде многоугольников одинаковой площади с допустимой величиной отклонения до 1% и с заполнением

элементами до 100% площади поверхности решетки (при отсутствии технологических зазоров между элементами), при этом каждая из сторон элементов внутри решетки является смежной с одной из сторон соседних элементов решетки.

Отличительными особенностями данного устройства являются следующие.

- 5 Поверхность решетки и ее граница могут иметь произвольную форму. В частности, поверхность решетки может иметь сферическую или цилиндрическую форму; граница решетки может иметь круглую или прямоугольную форму, или форму многоугольника. Решетка может включать центральное отверстие для установки ультразвукового датчика для визуализации области воздействия; при этом отверстие может иметь произвольную
10 форму, например, прямоугольную или круглую.

- Следует отметить, что в реальных решетках 100%-ное заполнение элементами невозможно ввиду необходимости разделения элементов технологическими зазорами шириной не менее 0.1-0.2 мм. Так, например, если в предлагаемой фазированной решетке в отсутствии зазоров между элементами плотность заполнения составляет 100%, то
15 при характерном радиусе элементов 3.5 мм после введения технологического зазора шириной 0.5 мм плотность заполнения будет составлять 86%.

- Случайное расположение излучающих элементов обеспечивает возможность электронного перемещения фокуса в пределах некоторой области, граница которой задается уровнем снижения интенсивности в создаваемом фокусе на 50% по сравнению
20 с максимальной достижимой интенсивностью. При электронной фокусировке в пределах указанной области уровень интенсивности побочных максимумов не превышает 10% от интенсивности в основном максимуме.

- Предлагаемое изобретение включает также способ получения шаблона фазированной решетки со случайным расположением излучающих элементов и плотностью заполнения
25 поверхности решетки элементами до 100% (при отсутствии технологических зазоров между элементами) посредством формирования ее компьютерной модели, включающий следующую последовательность операций: выбор формы и границы поверхности решетки; выбор количества элементов; нанесение на полученную поверхность согласно равномерному закону распределения случайного набора большого числа точек,
30 количество которых определяется количеством элементов решетки, при этом на один элемент задают не менее 1000 точек. Затем все точки случайным образом делят на группы по числу элементов решетки. Далее последовательно перебирают все возможные пары групп, между которыми производят попарный обмен точками с целью формирования непересекающихся областей (ячеек). Процесс попарного разделения
35 групп продолжают до тех пор, пока все группы не будут разделены между собой с образованием непересекающихся ячеек. Затем для каждой ячейки строят минимальную по площади выпуклую оболочку, охватывающую все точки ячейки, образующую элемент решетки многоугольной формы и обеспечивающую получение элементов с одинаковой площадью. Для формирования технологического зазора между смежными
40 сторонами элементов каждую сторону элемента параллельно переносят внутрь элемента на половину величины зазора.

Краткое описание чертежей

Предлагаемые способ и устройство поясняются чертежами.

- Фиг. 1. Эскиз решетки с расположением элементов на поверхности в виде спирали
45 Ферма и диаграммы (мозаики) Вороного [P. Ramaekers, M. Ries, C.T. W. Moonen, and M. de Greef. Improved intercostal HIFU ablation using a phased array transducer based on Fermat's spiral and Voronoi tessellation: A numerical evaluation, Med. Phys., 2017, vol. 44, no. 3, pp. 1071-1088]. Видно, что область на периферии решетки неизбежно оказывается не занятой

элементами, что уменьшает коэффициент заполнения решетки.

Фиг. 2. а) Эскиз существующей 256-элементной решетки, заполненной 6 мм-элементами в виде 16-заходной плотной спирали [V.A. Khokhlova, P.V. Yuldashev, P.B. Rosnitskiy, A.D. Maxwell, W. Kreider, M.R. Bailey, and O.A. Sapozhnikov. Design of HIFU transducers to generate specific nonlinear ultrasound fields. Physics Procedia, 2016, vol. 87, pp. 132-138]; б) 364-элементная решетка с максимальным заполнением элементами в виде сферических многоугольников. Параметры обеих решеток таковы: частота 1.5 МГц, апертура 144 мм, фокусное расстояние 120 мм, площадь элемента 0.385 см^2 , диаметр центрального отверстия для диагностического датчика 40 мм, минимальный технологический зазор 0.5 мм. Различаются лишь число элементов, их форма и способ упаковки.

Фиг. 3. Иллюстрация последовательности операций для осуществления максимально возможного (до 100%) заполнения поверхности решетки элементами в виде многоугольников с одинаковой площадью. Представлены пять совокупностей точек, обозначенных плюсами, кружками, крестиками, точками и ромбами, а) исходное случайное распределение точек разных групп; б) начало процесса попарного разделения совокупностей точек разных групп; в) завершение процесса разделения совокупностей точек и формирование ячеек.

Фиг. 4. Примеры фокусирующих решеток различной формы и различным видом центрального отверстия. Слева: решетка в виде сегмента сферической поверхности прямоугольной формы с круглым центральным отверстием. Справа: решетка в виде сегмента сферической поверхности круглой формы с прямоугольным центральным отверстием.

Фиг. 5. Пояснение аналитического метода расчета дальнего поля многоугольного элемента решетки, а) Разбиение многоугольника на ряд прямоугольных треугольников, б) Схема аналитического расчета поля прямоугольного треугольника в точке с координатами (x, y, z) , в) Сравнение распределений звукового давления вдоль оси элемента в виде прямоугольного треугольника. Сплошной линией показаны результаты численного расчета поля с помощью интеграла Рэлея, штриховой линией - результаты аналитического расчета в приближении дальнего поля. Параметры элемента: стороны прямоугольного треугольника $a=4 \text{ мм}$, $b=3 \text{ мм}$; частота 1 МГц.

Фиг. 6. Двумерные распределения амплитуды звукового давления в поле существующей решетки с 256 элементами, размещенными в виде 16-заходной плотной спирали. Результаты нормированы на значение давления на поверхности элемента, а) Распределения в плоскости вдоль оси решетки; фокус находится в центре кривизны решетки; б) фокус сдвинут электронным образом на расстояние 1 см в сторону от оси; в), г) соответствующие распределения в фокальной плоскости.

Фиг. 7. Двумерные распределения амплитуды звукового давления в поле предложенной решетки, состоящей из 364 элементов в виде сферических многоугольников равной площади. Результаты нормированы на значение давления на поверхности элемента, а) Распределения в плоскости вдоль оси решетки; фокус находится в центре кривизны решетки; б) фокус сдвинут электронным образом на расстояние 1 см в сторону от оси; в), г) соответствующие распределения в фокальной плоскости.

Фиг. 8. Контуры областей возможного перемещения фокуса существующей решетки со спиральным расположением элементов (штриховые кривые) и предлагаемой решетки с элементами в виде сферических многоугольников равной площади (сплошные кривые). Тонкими линиями показаны границы перемещения фокуса с падением интенсивности

не более чем на 10% от максимального уровня (отмечены как 0.9) и на 50% (показаны как 0.5). Толстыми линиями показаны границы перемещения фокуса, при котором уровни возникающих побочных максимумов не превышают 10% от значения интенсивности в основном максимуме (отмечены как 0.1).

5 Осуществление изобретения

Ниже в качестве примера, подтверждающего работоспособность предлагаемого способа и устройства для его осуществления, представлены результаты компьютерного моделирования решетки со 100%-ной плотностью заполнения ее поверхности элементами в виде многоугольников (при отсутствии технологических зазоров между смежными

10 сторонами соседних элементов), созданной предлагаемым способом. Проведено сравнение качества распределений интенсивности в поле известной решетки (Фиг. 2а) с плотной спиральной упаковкой элементов на поверхности с известной минимальной величиной зазора между элементами [V.A. Khokhlova, P.V. Yuldashev, P.B. Rosnitskiy, A.D. Maxwell, W. Kreider, M.R. Bailey, and O.A. Sapozhnikov. Design of HIFU transducers to

15 generate specific nonlinear ultrasound fields. Physics Procedia, 2016, v. 87, pp. 132-138] и разработанной решетки с введенным технологическим зазором между элементами той же величины (красные линии на Фиг. 2б).

Параметры решетки с плотной спиральной упаковкой элементов на поверхности (Фиг. 2а) были таковы:

20	Частота	1.5 МГц
	Число элементов	256
	Диаметр элементов	7 мм
	Площадь элемента	38.5 мм ²
	Величина минимального	
25	зазора между элементами	0.5 мм
	Число заходов плотной спирали	16
	Диаметр решетки	144 мм
	Радиус кривизны поверхности:	120 мм
	Диаметр центрального отверстия	40 мм

30 Основные параметры предложенной решетки с элементами в виде многоугольников выбраны такими же. Одинаковыми являются площади элементов двух решеток. Отличаются лишь число и форма элементов, а также способ их упаковки. При наличии технологического зазора между элементами равного 0.5 мм плотность заполнения спиральной решетки составляет 60%, плотность заполнения предложенной решетки –

35 86%. В отсутствии технологических зазоров между элементами плотность заполнения предложенной решетки составляет 100%. Отметим, что указанное значение минимального технологического зазора 0.5 мм обычно считается достаточным для обеспечения надежной электробезопасности ультразвуковых фазированных решеток высокой мощности.

40 Ниже представлено описание последовательности операций для осуществления максимально возможного (до 100%) заполнения поверхности решетки элементами в виде многоугольников с одинаковой площадью и случайным расположением элементов на поверхности решетки (Фиг. 3). Сначала сплошная поверхность сферической оболочки решетки заменяется набором большого числа точек, которые набрасываются на нее

45 случайным образом согласно равномерному закону распределения. Набрасывание каждой точки происходит следующим образом: ее координаты x, y и z генерируются как стандартные нормальные случайные величины, а затем полученный радиус-вектор (x, y, z) нормируется таким образом, чтобы его конец лежал на поверхности сферы, содержащей в себе сферическую оболочку решетки. В случае, если точка не попадает

на поверхность внутри границ решетки - она отбрасывается и набрасывается следующая. Набрасывание точек происходит до тех пор, пока на поверхность решетки не будет набросано достаточного количества точек [Muller, M.E. A note on a method for generating points uniformly on N-dimensional spheres. Comm. Assoc. Comput. Mach. 2, 19-20, Apr. 1959].

С использованием данного алгоритма была сформирована пятиэлементная решетка в форме сферического сегмента с круглым отверстием в центре. Все точки дискретизации были разделены на N классов (по числу элементов), каждый из которых содержал M точек (Фиг. 3а). В рассматриваемом случае $N=5$, $M=128$, общее количество точек $N \cdot M=640$. На Фиг. 3а точки пяти разных классов показаны различными значками: плюсами,

кружками, крестиками, точками и ромбами. Деление точек на классы происходит случайным образом, в связи с чем, совокупности («облака») точек различных классов оказываются полностью перемешанными (Фиг. 3а). Попарное разделение совокупностей точек разных классов реализовано с помощью алгоритма, раскрытого в работе [M.

Balzer, T. Schlömer T., O. Deussen. Capacity-constrained point distribution: A variant of Lloyd's method. 2009. ACM Trans, on Graphics (Proc. of SIGGRAPH). vol. 28, no. 3, Article 86, 1-8].

Его суть состоит в том, чтобы провести итерационный процесс попарного разделения совокупностей точек, принадлежащих разным классам. На каждой итерации

рассматриваются все возможные пары точек различных классов. Для каждой пары точек, согласно математическому правилу, описанному в работе Balzer et al. принимается решение об обмене точек между классами (например, точка a_i принадлежащая первому

классу присваивается второму классу, а b_j , принадлежащая второму - первому). Данное правило реализует процесс попарного пространственного разделения совокупностей точек. После первой итерации точки выглядят гораздо менее перемешанными (Фиг.

3б), однако следы перемешивания все еще наблюдаются. Поэтому итерации продолжают до достижения полного разделения совокупностей точек (Фиг. 3в).

Важно отметить, что после разделения каждая из $N=5$ совокупностей точек содержит одинаковое количество $M=128$ точек, поскольку обмен точек между их совокупностями всегда происходит попарно. Наконец, для перехода от дискретного представления

совокупностей точек к представлению в виде многоугольников, для каждой из совокупностей точек строится замыкающая ее выпуклая оболочка (Фиг. 3в). Очевидно, что в результате этого образуются многоугольники, которые и являются элементами решетки, абсолютно плотно заполняющими ее поверхность в случае большого числа точек дискретизации. В связи с тем, что каждая ячейка содержит в себе одинаковое

количество M точек, разбросанных согласно равномерному закону распределения, то площади ячеек равны, поскольку доля точек, попавших в элемент, с точностью до мультипликативной константы есть состоятельная несмещенная оценка его площади.

Аналогичным образом производится 100%-ное заполнение поверхности решетки с более реальным, т.е. со значительно более высоким числом элементов. Так, при

указанном выше значении апертуры решетки (144 мм) вместо 256 элементов, расположенных на многозаходной спирали, поместилось 364 элемента в виде многоугольников с одинаковой площадью (см. Фиг. 2б). При этом на каждый элемент приходится $M=10240$ точек. Заметим, что при разбиении поверхности на ячейки на процесс рассасывания точек влияет большое число параметров: $N=364$ совокупностей

точек, каждая из которых состоит из $M=10240$ точек, перемешанных случайным образом.

В связи с этим, окончательное расположение ячеек (элементов решетки) является нерегулярным и аperiодическим, что обеспечивает хорошие возможности динамической фокусировки.

Для формирования технологического промежутка между смежными сторонами элементов каждую сторону элемента параллельно переносят внутрь элемента на половину величины зазора.

Предложенный способ позволяет создавать решетки с произвольной формой поверхности, например, сферической и цилиндрической, и произвольной формой границ, например, круглой или прямоугольной. При изменении формы поверхности со сферической на цилиндрическую необходимо учитывать изменение метрики, то есть функции, определяющей расстояние между парой точек дискретизации на поверхности решетки. Решетка может включать центральное отверстие, например, прямоугольной или круглой формы, для установки датчика для контроля очага воздействия (Фиг. 4).

Расчет суммарного акустического поля, создаваемого решеткой с заполнением многоугольниками равной площади, может производиться, например, с помощью интеграла Рэлея [Н.Т. О'Neil. Theory of focusing radiators. J. Acoust. Soc. Am. 1949, vol. 21, no 5, pp. 516-526] либо более быстрым аналитическим способом, проиллюстрированным на Фиг. 5. При таком подходе каждый элемент-многоугольник разбивается на совокупность прямоугольных треугольников (Фиг. 5а), акустическое поле которых вычисляется аналитическим методом (Фиг. 5б), который в дальнейшем поле дает результаты, с высокой точностью согласующиеся с результатами, основанными на использовании интеграла Рэлея (Фиг. 5в). Указанный метод расчета поля многоэлементного ультразвукового излучателя путем суммирования аналитических решений для дальнего поля каждого элемента был предложен ранее в работе [С.А. Ильин, П.В. Юлдашев, В.А. Хохлова, Л.Р. Гаврилов, П.Б. Росницкий, О.А. Сапожников. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток. Акуст. журн., 2015, т. 61, №1, с. 57-64]. На Фиг. 6 и 7 представлены результаты сравнительных расчетов двумерных распределений амплитуды звукового давления в полях, создаваемых двумя рассматриваемыми решетками: существующей решетки из 256 элементов, размещенных в виде 16-заходной плотной спирали, и предложенной решетки, состоящей из 364 элементов в виде сферических многоугольников равной площади. В обоих случаях сверху представлены распределения в плоскости вдоль оси решетки, когда фокус находится в центре кривизны решетки. Снизу приведены распределения, когда фокус сдвинут электронным образом на расстояние 1 см в сторону от оси. На рисунках в) и г) представлены соответствующие распределения в фокальной плоскости.

Расчеты показывают, что ультразвуковое давление в фокусе предложенной решетки, состоящей из 364 элементов в виде сферических многоугольников равной площади, в 1.4 раза превышает давление в фокусе существующей спиральной решетки, что соответствует отношению плотностей заполнения данных решеток. Соответствующий выигрыш по интенсивности составляет 2.1 раза, что чрезвычайно важно для реализации режимов применения HIFU с максимально возможной мощностью ультразвука при заданной апертуре излучателя и предельно допустимой интенсивностью на его поверхности.

Сравнение качества акустических полей обеих решеток выполнялось по методу, изложенному в работе [С.А. Ильин, П.В. Юлдашев, В.А. Хохлова, Л.Р. Гаврилов, П.Б. Росницкий, О.А. Сапожников. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток. Акуст. журн., 2015, т. 61, №1, с. 57-64]. Этот метод позволяет оценить способность решетки осуществлять динамическое фокусирование, т.е. определять расстояние, на которое можно переместить фокус электронным образом

с заданным уменьшением интенсивности (например, до уровня 0.9, 0.7, 0.5 и т.д. от максимального уровня интенсивности без перемещения фокуса) без формирования побочных максимумов с интенсивностью, превышающей 10% интенсивности в основном максимуме.

Результаты (Фиг. 8) приведены как в аксиальной плоскости (а), так и в фокальной плоскости. Обычно принято считать, что область эффективной фокусировки ограничена уровнем 0.5 уменьшения интенсивности в фокусе при его смещении электронным образом. Видно, что для этого уровня 0.5 отличие контуров для существующей и предлагаемой решеток составляет меньше 1 мм. При этом контуры области безопасного смещения фокуса, при фокусировке внутрь которой уровень побочных максимумов не превышает 10% от интенсивности в основном максимуме, расположены вне контуров области эффективной фокусировки для обеих решеток. Это позволяет рассматривать области внутри контуров эффективной фокусировки как рабочие области динамической фокусировки решеток. Таким образом, предлагаемая решетка со случайно расположенными многоугольными элементами имеет такие же возможности динамической фокусировки, как и непериодическая спиральная решетка с круглыми элементами.

В рассмотренном примере величина технологического зазора между элементами была равна 0.5 мм, при этом коэффициент заполнения новой решетки составил 86%.

Расчеты показывают, что при той же характерной площади элементов, 38.5 мм^2 , и величине технологического зазора между ними 0.3 мм коэффициент заполнения решетки составит 91%, а при величине зазора 0.2 мм – 94%. Эти величины хорошо согласуются с приближенной аналитической оценкой максимально возможного коэффициента заполнения решетки $1 - h \cdot \sqrt{\pi/S}$, где h - это величина зазора, а S - площадь элемента.

Изготовление устройства по полученному шаблону фазированной решетки (компьютерной модели) со случайным расположением излучающих элементов может быть реализовано с использованием известных из уровня техники методов [A. Khokhlova, P.V. Yuldashev, P.B. Rosnitskiy, A.D. Maxwell, W. Kreider, M.R. Bailey, and O.A. Sapozhnikov. Design of HIFU transducers to generate specific nonlinear ultrasound fields. Physics Procedia, 2016, vol. 87, pp. 132-138; Голанд В.И., Кушкулей Л.М. Сильно фокусирующие многоэлементные терапевтические излучатели для неинвазивной ультразвуковой абляции жировой ткани. Акуст. журн. 2009. Т. 55. №4-5. С. 481-495; Hand J.W., Shaw A, Sadhoo N, Rajagopal S, Dickinson R.J., Gavrilov L.R. A random phased array device for delivery of high intensity focused ultrasound. Phys. Med. Biol. 2009. vol. 54. pp. 5675-5693; K.P. Morrison, G.W. Keilman. Single Archimedean spiral close packed phased array HIFU. 2014 IEEE IUS Proceedings. 2014, pp. 400-404], основанных, например, на применении лазерной абляции проводящего покрытия для создания зазоров между элементами [US 5855049, дата публикации 05.01.1999].

В любом случае, при заданной общей площади решетки и заданной величине минимального зазора между ее элементами предлагаемые способ и устройство позволяют обеспечить максимально возможную активную площадь решетки без ухудшения качества поля при электронном смещении фокуса, характерного для более разреженных непериодических решеток.

(57) Формула изобретения

1. Устройство создания высокоинтенсивных фокусированных ультразвуковых полей для неинвазивного локального разрушения биологической ткани, представляющее

собой фазированную решетку со случайным расположением излучающих элементов в виде многоугольников, площади которых отличаются до 1% при наличии или отсутствии технологических промежутков между элементами, где каждая из сторон элементов внутри решетки является смежной с одной из сторон соседних элементов.

5 2. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что излучающие элементы расположены с обеспечением возможности перемещения фокуса электронным образом до уровня снижения интенсивности в фокусе на 50% по сравнению с максимальной достижимой интенсивностью без формирования побочных максимумов с интенсивностью, превышающей 10% интенсивности в основном максимуме.

10 3. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что технологические промежутки между элементами составляют не более 0.5 мм.

4. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что поверхность решетки и ее граница имеют произвольную форму.

15 5. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что поверхность решетки имеет сферическую или цилиндрическую форму.

6. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что граница решетки имеет круглую форму, или прямоугольную форму, или форму многоугольника.

7. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что решетка включает центральное отверстие для установки датчика для контроля очага воздействия.

20 8. Устройство по п. 7, характеризующееся тем, что центральное отверстие имеет прямоугольную, круглую или овальную форму.

9. Устройство по п. 1, характеризующееся тем, что в отсутствие технологических промежутков между элементами заполнение элементами поверхности решетки составляет до 100% ее площади.

25 10. Способ изготовления устройства по п. 1, включающий получение шаблона фазированной решетки со случайным расположением излучающих элементов посредством формирования ее компьютерной модели с последующим изготовлением устройства по полученному шаблону, при этом для получения шаблона осуществляют:

30 - выбор формы поверхности и формы границы решетки, а также количества ее излучающих элементов,

- нанесение на полученную поверхность согласно равномерному закону распределения случайного набора точек, количество которых определяют исходя из количества элементов решетки, при этом на один элемент задают не менее 1000 точек, все точки случайным образом делят на группы по числу элементов решетки,

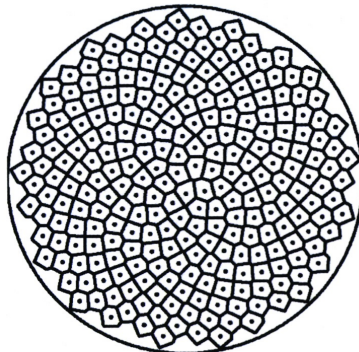
35 - выбирают пару групп, в которых производят попарную замену точек с формированием непересекающихся областей, с последующим перебором оставшихся пар групп,

- процесс попарного разделения групп продолжают до тех пор, пока все группы не будут разделены между собой с образованием непересекающихся ячеек,

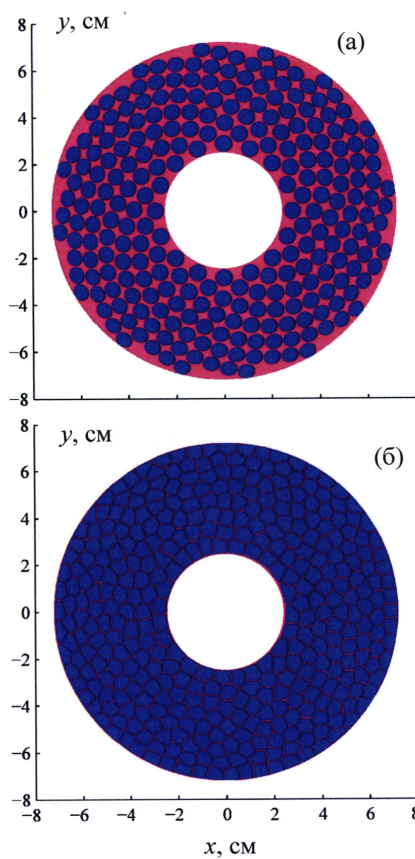
40 - для каждой ячейки строят минимальную по площади выпуклую оболочку, охватывающую все точки ячейки и образующую элемент решетки многоугольной формы, с получением активных элементов одинаковой площади, при этом каждая из сторон элементов внутри решетки является смежной с одной из сторон соседних элементов.

45 11. Способ по п. 10, характеризующийся тем, что осуществляют формирование технологических зазоров между смежными сторонами элементов, при этом каждую сторону элемента параллельно переносят внутрь элемента на половину величины технологического зазора.

**СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ
ФОКУСИРОВАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО
ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

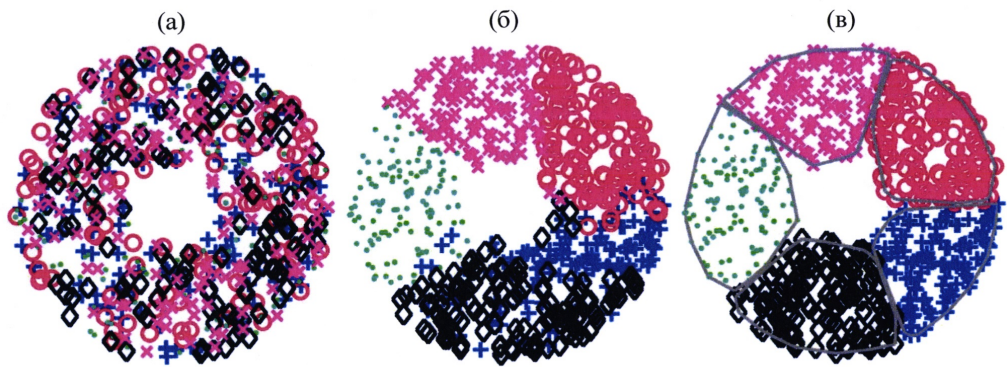


Фиг. 1.

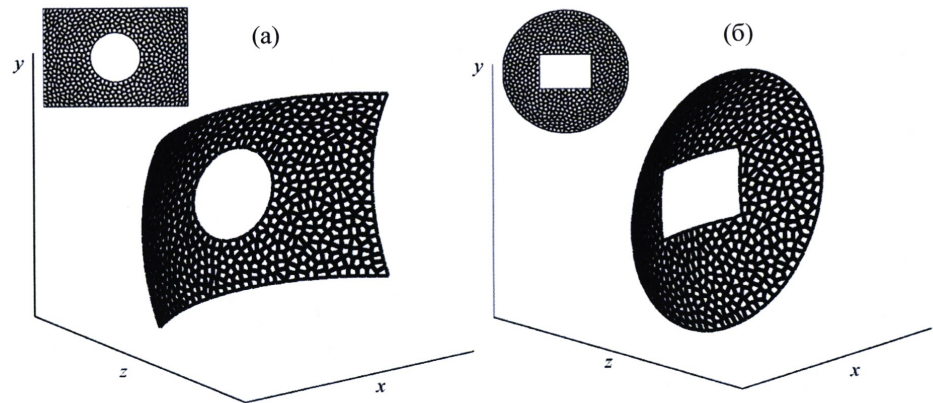


Фиг. 2.

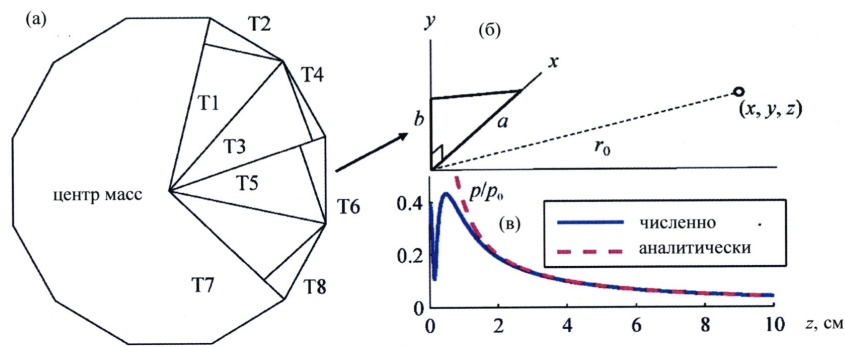
СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ
ФОКУСИРОВАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО
ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ



Фиг. 3.

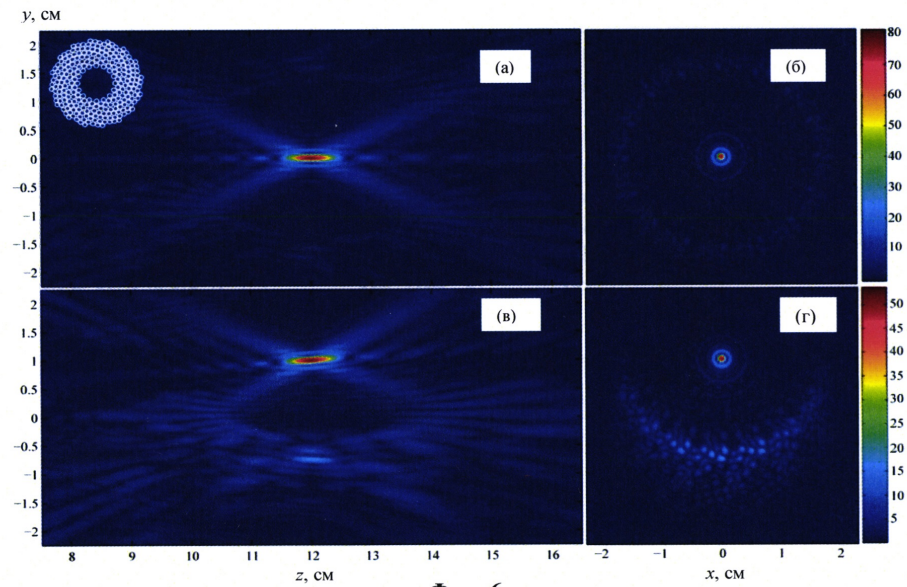


Фиг. 4.

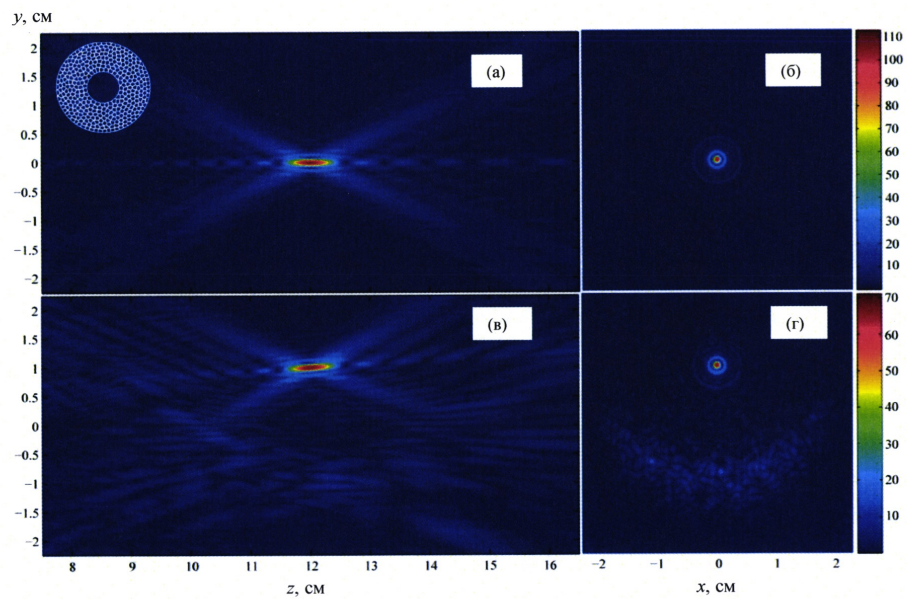


Фиг. 5.

**СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ
ФОКУСИРОВАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО
ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

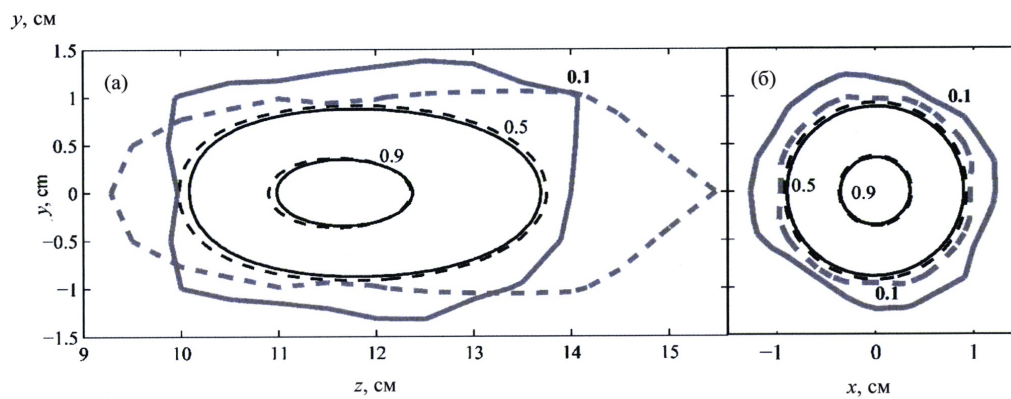


Фиг. 6.



Фиг. 7.

**СПОСОБ И УСТРОЙСТВО СОЗДАНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ
ФОКУСИРОВАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО
ЛОКАЛЬНОГО РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**



Фиг. 8.